

HEART RATE MEASURING DEVICE

【CLAIMS】

1 A heart rate measuring device comprising :

pinching means for pinching earlobes, said pinching means being comprised of at least two members ;

optical detection means comprising light-emitting means and light-receptive means, a detecting surface of said optical detection means being positioned in said pinching means ;

engagement means for engaging the device on the head of a person ;

signal processing means comprising light-emitting energizing means which energizes said light-emitting means and alarming means which performs at least either display or voice output, said signal processing means for computing values corresponding to a frequency of fluctuation or a period of fluctuation from said light-receptive means over a predetermined period of time and energizing alarming means according to results of the operations ; and

flexible member for mechanically connecting said pinching means with said signal processing means and transmitting electric information or light information between said pinching means and said signal processing means, a part of said flexible member being held by said engagement means.

3 A heart rate measuring device according to Claim 1, wherein said engagement means is a frame of a pair of eyeglasses.

4 A heart rate measuring device according to Claim 3, wherein said flexible member is fixed on at least two parts positioned against the opposite ear, a part taken out from one of said two parts being connected to said pinching member and a part taken out from the other of said two parts being connected to said signal processing means.

【SUMMARY OF INVENTION】

In the present invention a part of a wire connecting detecting member which pinches ears with the measuring device in itself is fixed by an engagement member which is held on the head of a person to be measured. For example, the engagement member is an ear hanging unit, a frame of a pair of eyeglasses and a head hanging unit such as headphones.

⑫ 公開特許公報 (A)

昭61-187835

⑬ Int.Cl.

A 61 B 5/02

識別記号

101

庁内整理番号

7046-4C

⑭ 公開 昭和61年(1986)8月21日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全9頁)

⑮ 発明の名称 心拍測定装置

⑯ 特願 昭60-27442

⑰ 出願 昭60(1985)2月14日

⑱ 発明者 池山 健 割谷市朝日町2丁目1番地 アイシン精機株式会社内
 ⑲ 発明者 安藤 充 宏 割谷市朝日町2丁目1番地 アイシン精機株式会社内
 ⑳ 出願人 アイシン精機株式会社 割谷市朝日町2丁目1番地
 ㉑ 出願人 株式会社新産業開発 東京都渋谷区神宮前2丁目30番地8号
 ㉒ 代理人 弁理士 杉信興

明細書

1. 発明の名称

心拍測定装置

2. 特許請求の範囲

(1)耳たぶを挟む、少なくとも2つの部材で構成された挟持手段；

少なくとも検出面が、前記挟持手段に配置された、発光手段と受光手段とを備える光学検出手段；

人の頭部に係合する係合手段；

前記発光手段を付勢する発光付勢手段、および表示と音出力の少なくとも一方を行なう報知手段、を備え、前記受光手段からの電気信号の所定時間内の変動回数、もしくは変動周期に応じた値を演算し、その結果に応じて前記報知手段を付勢する信号処理手段；および

前記係合手段に一部が保持され、前記挟持手段と前記信号処理手段などを機械的に接続し、挟持手段と信号処理手段との間で電気信号もしくは光信号を伝送する可換部材；

を備える心拍測定装置。

(2)係合手段は、耳殻の形状に似た弧状の耳掛け具である、前記特許請求の範囲第(1)項記載の心拍測定装置。

(3)係合手段は、眼鏡フレームである、前記特許請求の範囲第(1)項記載の心拍測定装置。

(4)前記可換部材は、眼鏡フレームの互いに反対の耳と対向する少なくとも2つの部分に固着され、その一方から引き出された部分が前記挟持部材に接続され、他方から引き出された部分が前記信号処理手段に接続された、前記特許請求の範囲第(3)項記載の心拍測定装置。

(5)係合手段は、少なくとも一部に弾性部材を備え、頭の形状に似た弧状に形成された頭掛け具である、前記特許請求の範囲第(1)項記載の心拍測定装置。

(6)挟持手段は、耳たぶを挟む力を発生する弾性部材を備える、前記特許請求の範囲第(1)項、第(2)項、第(3)項、第(4)項又は第(5)項記載の心拍測定装置。

(7) 信号処理手段は、前記受光手段から得られる信号を変調した電波を生成する無線送信手段を備える第1の処理ユニットと、該無線送信手段から出力された電波を受信して信号を復調する無線受信手段を備える第2の処理ユニットであり、可換部材が第1の処理ユニットに接続された、前記特許請求の範囲第(1)項記載の心拍測定装置。

(8) 光学検出手段は、発光手段の発光面と受光手段の受光面とを実質上同一方向に向けて配置した反射型検出手段である、前記特許請求の範囲第(1)項記載の心拍測定装置。

(9) 光学検出手段は、発光手段の発光面と受光手段の受光面とを対向させて配置した透過型検出手段である、前記特許請求の範囲第(1)項記載の心拍測定装置。

(10) 可換部材は電線である、前記特許請求の範囲第(1)項記載の心拍測定装置。

3. 発明の詳細な説明

【発明の目的】

【産業上の利用分野】

も信号を得易い。また、耳たぶの場合、検出器を装着しても作業の妨げにならないという利点がある。

【発明が解決しようとする問題点】

耳たぶの部分から心拍信号を検出する場合、従来より、耳を挟む部材に光学検出器を装着している。ところがこの場合、耳を挟む力を大きくすると被験者が違和感を感じることになるし、耳を挟む力を小さいと、例えば首を動かすような場合に、心拍測定装置本体と光学検出器とを接続するリード線と光学検出器との間に作用する力によって、光学検出器と耳たぶとの相対位置が変化し、これによって心拍検出信号にノイズが生ずる。ノイズが生ずると、測定結果が不正確になる。

本発明は、心拍検出器の耳への装着によって被験者が違和感を感じるのを避けるとともに、被験者が通常の作業等を行なっても測定結果に支障のない心拍測定装置を提供することを目的とする。

【発明の構成】

【問題点を解決するための手段】

本発明は、光学的に心拍信号を検出して心拍を測定する心拍測定装置に関し、特に人の耳の部分に検出器を装着するタイプの心拍測定装置に関する。

【従来の技術】

人の心拍を測定する場合、医学的な測定では心電計を利用する。しかし、心電計においては、被験者の胸部に電極を貼付ける必要があり、被験者は違和感を感じるし、電極と固定装置とを接続する電線が存在するので、例えば作業中に心拍測定を行なうのは難しい。また測定のための準備や装置の操作も煩わしい。

簡単な心拍信号の検出方法として、人の指等に光学検出器を対向させる方法が知られている。これは、心拍と略対応関係にある血液流量の変化に応じて、指等の部分の光反射率又は光透過率が変化することを利用したものである。この方法を利用した心拍測定においては、血管の集中している部分であれば、検出器を装着して心拍信号を得ることができるが、現在のところ、耳たぶの部分が最

上記目的を達成するため、本発明においては、耳を挟む検出部と測定装置本体とを接続する線材の一部を、被測定者の頭に保持される係合部材で固定する。係合部材は、例えば、耳に引掛け型式の耳掛け具、眼鏡フレーム、ヘッドポンのような頭掛け具等々である。

【作用】

このようにすると、検出部と測定装置本体とを接続する線材は、係合部材すなわち被測定者の頭部に固定されることになり、例えば被測定者が首を振っても、線材の、検出部と係合部材とを接続する部分には力が加わらないので、検出部と耳たぶとの位置関係が変わることなく、心拍信号にノイズが生じない。

【実施例】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図に、本発明を実施する心拍測定装置の一部を示し、第2a図および第2b図にその検出部を示す。各図を参照して説明する。検出部1お

および挟持部材3は、それぞれの支持部1aおよび3aが、軸6によって回動可能に連結されている。また、支持部材3に固着した板状スプリング7が、挟持部材1と係合している。このため、挟持部材1および挟持部材3は、互いに引き合う方向に、常時、比較的小さな力を受けており、第2a図に示すように、人の耳20の耳たぶの部分を挟むことができる。

挟持部材1の挟持部材3と対向する面には、第2b図に示すように、発光ダイオードLE1とその両隣りの位置に2つのフォトトランジスタPT1及びPT2が、挟持部材3の方向に光軸を向けて配置してある。つまり、この発光ダイオードLE1とフォトトランジスタPT1及びPT2で、反射型の光学センサSE1を形成している。挟持部材3の、挟持部材1と対向する面は、光を反射しにくいように、黒色に着色してある。

光学センサSE1から引き出されたリード線4は、耳掛け具2に固着されている。耳掛け具2の内部で、リード線4と電気的に接続されたリード線5

はリード線5から受ける小さな力によって多少動くかもしれない。しかし、耳掛け具2と光学センサSE1を保持する挟持部材1とは可換性のリード線4によって接続されているので、耳掛け具2の動きによって挟持部材1が動くことはなく、従って、被験者が通常の動作を行なう場合であっても、心拍測定に悪影響は現われない。

第7図および第8図は、従来の装置の場合とこの実施例の装置との心拍信号波形を対比できるように示したものである。すなわち、第7図に示す波形は耳掛け具2を介在することなく、光学センサと測定回路本体とが直接リード線によって接続された装置で測定したものであり、第8図は実施例の装置で測定したものである。この測定においては、被験者は首を左右に振る動作を行なっている。第7図と第8図とを対比すると、従来例では首振り動作に応じたノイズが心拍センサの出力信号に現われているが、実施例の装置ではそのようなノイズが現われていないことが分かる。

第4図に、第1図に示した装置の電気回路を示

が、プラグ8を介して、信号発信装置10に接続されている。なお、リード線4及びリード線5は、細い電線を柔かい絶縁性の被覆で覆ったものであり、可換性である。

信号発信装置10は、後述するように、発光ダイオードLE1を付勢するとともに、フォトトランジスタPT1、PT2に得られる心拍信号を変調して電波として送信する。TANが送信アンテナである。

心拍測定を行なう場合、第3図に示すように、被験者の耳20の耳殻のつけねの部分に耳掛け具2を引掛け、耳たぶを挟持部材1および3で挟む。信号発信装置10は、例えば胸のポケット部分に入れておく。なおこの場合、リード線4および5はそれらがたるむように長さに余裕を持たせておき、被験者の動きに応じて耳掛け具2および挟持部材1が引張られるのを防止する。

例えば被験者が首を振るような動作を行なう場合、信号発信装置10と耳掛け具2との位置関係がずれ、これによってリード線5が動くと、耳掛け具

す。第4図を参照する。発光ダイオードLE1は、ドライバを回路介して、発振回路OSC1の出力に接続されている。この例では、発振回路OSC1は1KHzのパルス信号を発生する。したがって、発光ダイオードLE1は1msecの周期で間欠的に点灯する。

光学センサSE1が人の血管に対向して位置決めされると、その部分の光反射率が、血液流量の大小すなわち心拍に応じて変動する。したがって、フォトトランジスタPT1、PT2の出力端子には、心拍信号に応じた振幅の1KHzの交流信号が得られる。

フォトトランジスタPT1、PT2からの出力信号は、増幅器AM1、ローパスフィルタLP1、増幅器AM2、ローパスフィルタLP2および増幅器AM3を通して、第8図に示すような心拍信号に変換される。この心拍信号は、AM(振幅変調)変調器AMMに印加される。変調器AMMの一端には発振回路OSC1からの1KHzの信号が印加されており、この信号は、フィルタにより正

強波に変換された後、心拍信号のレベルに応じて振幅変調される。変調器AMMの出力信号はFM(周波数変調)変調器PMMを通り、電力増幅器PAを通って電波として送信アンテナTANから放射される。

心拍信号は1Hz程度と非常に低い周波数であり、これをそのまま電波に乗せて伝送すると、受信側でその信号を復調するのが難しい。そこでこの実施例では心拍信号を振幅変調して1kHzの比較的高い周波数に変換した後で周波数変調を行なってこの信号を電波に乗せている。

第5図に、信号発信装置10からの電波を受信して各種処理を行なうデータ受信ユニットの回路構成を示す。第5図を参照して説明する。受信アンテナRANにFM受信機FMRが接続されている。このFM受信機FMRは、受信周波数を信号発振装置10の送信周波数に設定してある。FM受信機FMRは、周波数変調された信号を復調するので、この出力端子には、心拍信号によって振幅変調された1kHzの信号が得られる。FM受信

トINTに接続されており、この例では2msecの周期で周期的に割込要求信号を発生する。

第6図に、第5図のマイクロコンピュータCPUの概略動作を示す。第6図を参照して動作を説明する。

まず割り込み処理を説明する。CPUの割り込み入力端INTには発振回路OSC2からの信号が印加されるので、CPUは所定時間おきに割り込み処理を実行する。この割り込み処理では、レジスタNの内容を+1する処理を行なっている。すなわち、経過した時間に応じてレジスタNの内容が変わるので、あるタイミングでNの内容を0にクリアしておけば、メインルーチンでNの値をチェックすることにより、クリアしてからの経過時間がわかる。メインルーチン、サブルーチン等では、このレジスタNの値をチェックすることにより、各種処理タイミングを決定している。

次いでメインルーチンを説明する。電源がオンすると、まずスタートスイッチSW1をチェックする。これがオンになると、可変抵抗器VR1お

よびFMRの出力端子には、AM復調器15が接続されている。

AM復調器15は、増幅器AM4、ローパスフィルタLP3、増幅器AM5、ローパスフィルタLP4、増幅器AM6等でなっている。AM復調器15の出力信号は、A/D変換器ADCの1つの入力チャンネルに印加される。A/D変換器ADCの他の入力チャンネルには、測定結果を判定するため利用される。分散上限値MHおよび心拍数下限値を設定する可変抵抗器VR1およびVR2が接続されている。

A/D変換器ADCは、マイクロコンピュータCPUに接続されている。マイクロコンピュータCPUには、他にスタートスイッチSW1、キヤンセルスイッチSW2、発振回路OSC2、音声合成装置VGU、ビデオメモリVRAM1,VRAM2、ブザーBZ等が接続されている。ビデオメモリVRAM1およびVRAM2には、それぞれ表示器CRT1およびCRT2が接続されている。発振回路OSC2は、マイクロコンピュータCPUの割込要求ボ-

およびVR2で設定される電圧をA/DコンバータADCでデジタル信号に変換し、変換したデータをレジスタMHおよびMLにストアする。レジスタMHおよびMLのデータは、それぞれ、警報を発するか否かを判別するための、心拍周期のばらつき上限値および心拍数下限値となる。

次の第1表に、一般的な心拍数の平均値1/しおおよび心拍周期のばらつき(すなわち分散)△Lと、人の肉体および精神の状態との関係の概略を示す。

第1表

人の状態	1/L	△L
リラックス時	小	大
緊張時	大	小
肉体的リラックス	小	小
精神的緊張時		
睡眠時	小	極めて大

一般に、車両を運転する場合には、肉体的にはリラックスしており、精神的には緊張状態にある。ところが、疲労等のために居眠り運転をする場合には、精神的な緊張状態がなくなり、心拍は睡眠時

の状態になる。つまり、第1表を参照すると、車両を運転しながら居眠りを始める場合には、心拍周期のばらつきが急激に大きくなる。

そこで、この実施例では、車両を運転するドライバがこの装置を使用することを想定し、心拍周期のばらつき参照値（上限値）MH および心拍数参照値（下限値）ML を設定して、ばらつきが大きく、しかも心拍数が所定以下の場合に警報を発するようにしている。

MH および ML の設定が終了したら、検出信号が安定するのに必要な所定時間 T_0 が経過するのを待ってから心拍測定を開始する。心拍測定のサブルーチンについては後で詳細に説明する。心拍測定が終了したら、その結果をもとに、心拍周期の分散すなわちばらつき Δ を計算する。この計算は所定サンプル（この例では 1.6）の心拍周期を S とした場合次の計算式により行なう。

$$\text{分散} = S^2 \text{ の平均値} - (S \text{ の平均値})^2$$

次いで、 S の平均値から心拍数すなわち 1 分間あたりに換算した心拍数を計算する。この結果に

次に心拍測定サブルーチンを説明する。なおこのサブルーチンではレジスタ A, R1, () 内の内容で指定される複数のレジスタ R2 () 等を使用する。

まず、メモリ（レジスタ）をクリアし、心拍信号を ADC で 2 m sec 每にサンプリングする。R 波が来たかどうかをチェックし、R 波であれば次に信号のピークかどうかをチェックする。

R 波というのは、心拍信号の大きな山の部分であり、この例では、微分値すなわち各サンプリング毎のデータの変化が所定値よりも大きいかどうかをチェックし、大きいことが所定回数連続する場合にのみ R 波であると判別している。またこの例では、サンプリング値の変化が 0 又はそれ以下であることが 2 回連続する場合にピークであると判別するようにしている。

ピークを検知したら、カウンタ N（タイマ）の内容を 0 にクリアし、ピーク検出から次のピーク検出までの時間 (L) の測定を行なう。この時間がいわゆる R-R 間隔（心拍周期）である。測定を

応じて、予め CPU 内の ROM（読み出し専用メモリ）に格納してある所定の数値表示データを読み出して、それをビデオメモリ VRAM 2 の所定アドレスにセットする。これにより、たとえば第 5 図に示すように心拍数の数値がブラウン管表示器 CRT 2 に表示される。

次に、A/D コンバータ ADC により、所定時間、所定間隔で心拍信号をサンプリングし、サンプリングしたデータを波形としてブラウン管表示装置 CRT 1 に表示する。

キャンセルスイッチ SW 2 がオンかどうかをチェックし、これがオフであれば次の処理を行なう。分散 Δ しがレジスタ MH の内容よりも大きく、しかも心拍数 1 / Δ しがレジスタ ML の内容よりも小さいと、居眠り運転の可能性が高いので、ブザー BZ を 1 秒間付勢し、音声合成装置 VGU に指示を与えて、スピーカ SP で「休憩しなさい」と音声出力を行なう。上記 2 つの条件が成立しない場合には、心拍数の表示と心拍波形の表示のみが行なわれる。

行なう毎にレジスタ A の内容をカウントアップし、各々の測定結果をレジスタ R2 (A) に格納する。1.6 波分のデータが得られたら ($A = 1.6$ になつたら)、測定を終了する。これでレジスタ R2 (A) の 1.6 個のレジスタには 1.6 周期分の周期データが格納される。したがって、このレジスタの内容から、前記処理を行なって分散値および心拍数データが得られる。

第 9 図、第 10 図、第 11 図および第 12 図に、他の実施例を示す。

第 9 図を参照すると、この実施例では、光学センサ SE 1 と接続されるリード線 4 を頭鏡フレーム 30 の一方の柄 31 に固定してある。信号発信装置 10 と接続されるリード線 5 は、他方の柄 32 に固定してある。

第 10 図を参照すると、この実施例では、ヘッドホン 40 の取掛け具 41 に、前記実施例の耳掛け具 2 と似た、弧状の部材 42 が設けてあり、その部材 42 に、光学センサ SE 1 から引き出されたリード線 4 が固定されている。リード線 5 は、

部材4, 2の中央近傍に固定されている。

第11図を参照すると、この実施例では、耳掛け具50の両端部に可挠性の材料で蛇腹50a及び50bを形成しており、その一方50bに光学センサSE1が接続されている。光学センサSE1から引き出されたリード線(4)は、蛇腹50bの内部を通り、耳掛け具の中央近傍に固定されたリード線5と接続されている。

第12図を参照すると、この実施例では、挟持部材1に発光ダイオードLE1が、挟持部材3にフォトトランジスタPT1がそれぞれ埋め込まれており、LE1の発光面とPT1の受光面とが互いに対向する位置に配置されている。従って、この例では透過型の光学センサを形成している。

なお、上記実施例においては、2つのリード線4, 5を係合手段上で接続する構成にしたが、これらは1つのものであってもよい。また、実施例では光学センサを挟持部材1に設けたが、例えばセンサ自体は信号発信装置10に配置し、その発光部および受光部と接続した光ファイバを挟持部

材1に配置してもよい。その場合、リード線4, 5は光ファイバになる。なお、実施例では車両を運転するドライバ用の装置として説明したが、本発明の装置は、例えば一般の作業者の健康管理等にも利用しうる。

【効果】

以上のとおり本発明によれば、心拍センサ装着時の違和感がなく、しかも通常の動作を行なっても心拍測定に影響が現われないので、通常の作業中における心拍測定が可能であり、これにより作業者の健康管理等を行なうことが可能になる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は一実施例の心拍測定装置の一部を示す正面図、第2a図は挟持部材1, 3が耳たぶを挟んだ状態を示す正面図、第2b図は挟持部材1を挟持部材3側から見た部分拡大図である。

第3図は、人が実施例の心拍測定装置の検出部を装着した状態を示す斜視図である。

第4図は、信号発信装置10と光学センサSE1の構成を示す電気回路図である。

SE1: 光学センサ(光学検出手段)

OSC1: 発振回路(発光付勢手段)

CPU: マイクロコンピュータ

TAN: 送信アンテナ

RAN: 受信アンテナ

特許出願人 アイシン精機株式会社 他1名

代理人 弁理士 杉信興



第5図は、信号発信装置10が発信する電波を受信するデータ受信ユニットの電気回路を示すブロック図である。

第6図は、第5図のマイクロコンピュータCPUの機能動作を示すフローチャートである。

第7図および第8図は、それぞれ従来例および実施例の、所定の測定条件におけるセンサ出力信号を示す波形図である。

第9図、第10図、第11図及び第12図は、それぞれ本発明の他の実施例を示す斜視図である。

1, 3: 挟持部材(挟持手段)

2, 50: 耳掛け具(係合手段)

4, 5: リード線(可挠部材)

6: 螺
7: 板状スプリング

8: プラグ
20: 耳

30: 限界フレーム

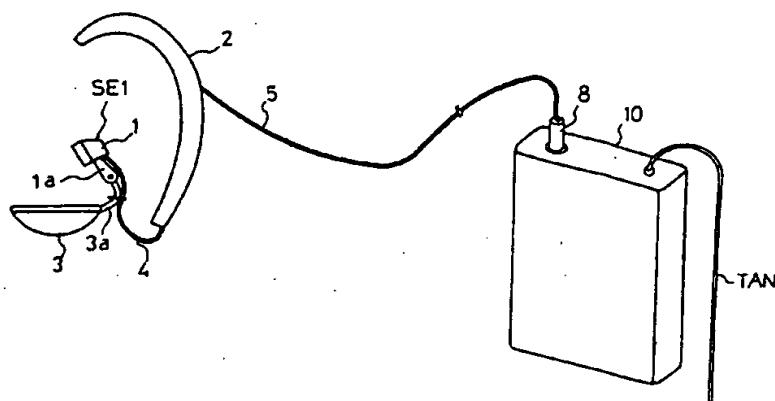
40: ヘッドポン
41: 頭掛け具

50a, 50b: 蛇腹

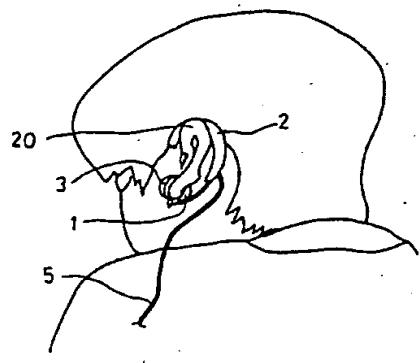
LE1: 発光ダイオード

PT1, PT2: フォトトランジスタ

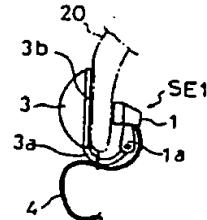
第1図



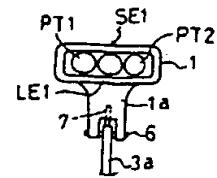
第3図



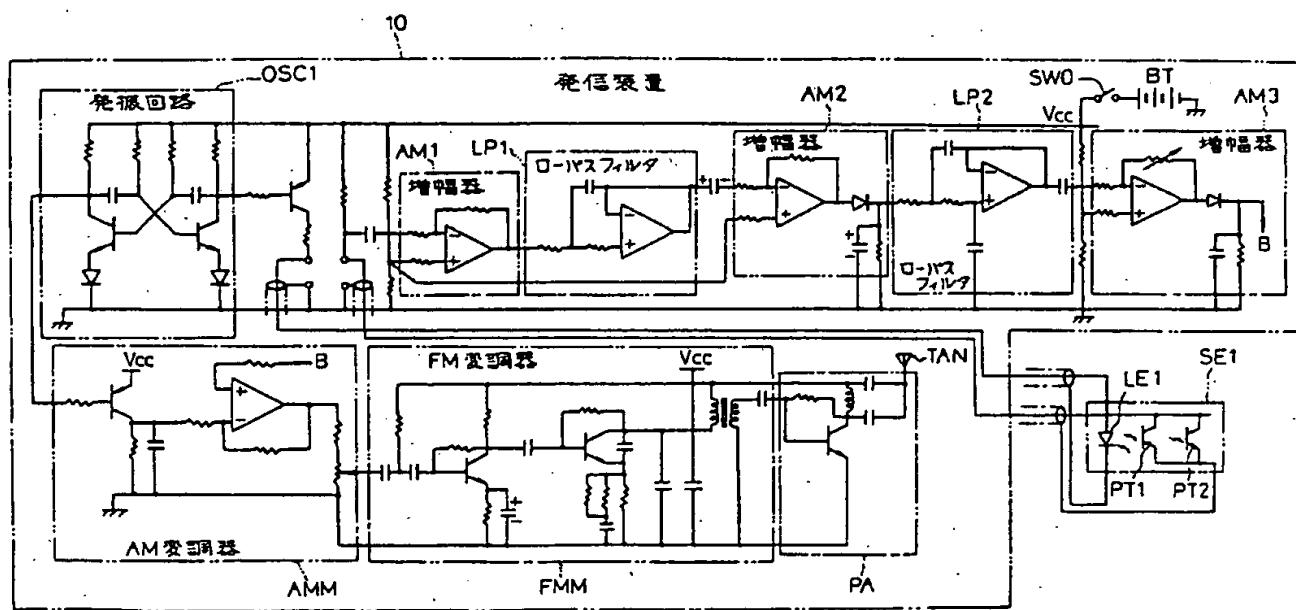
第2a図



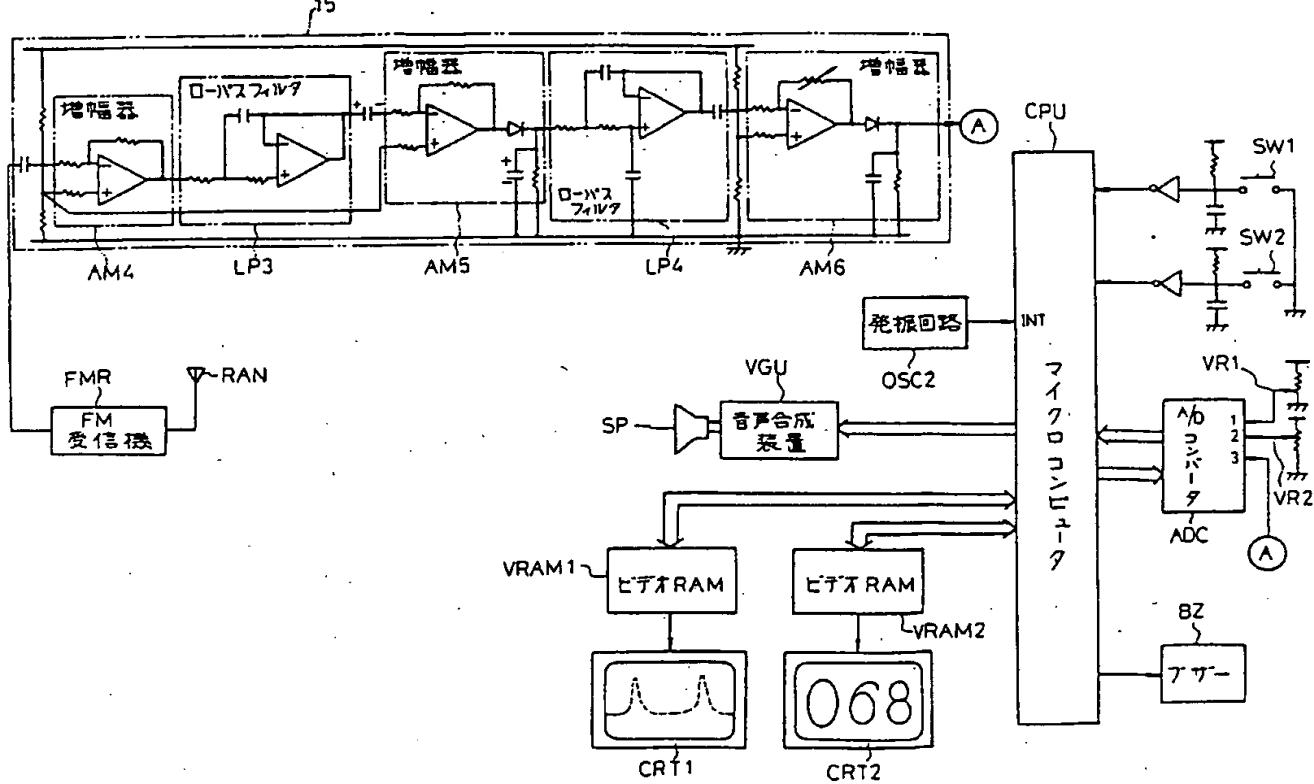
第2b図



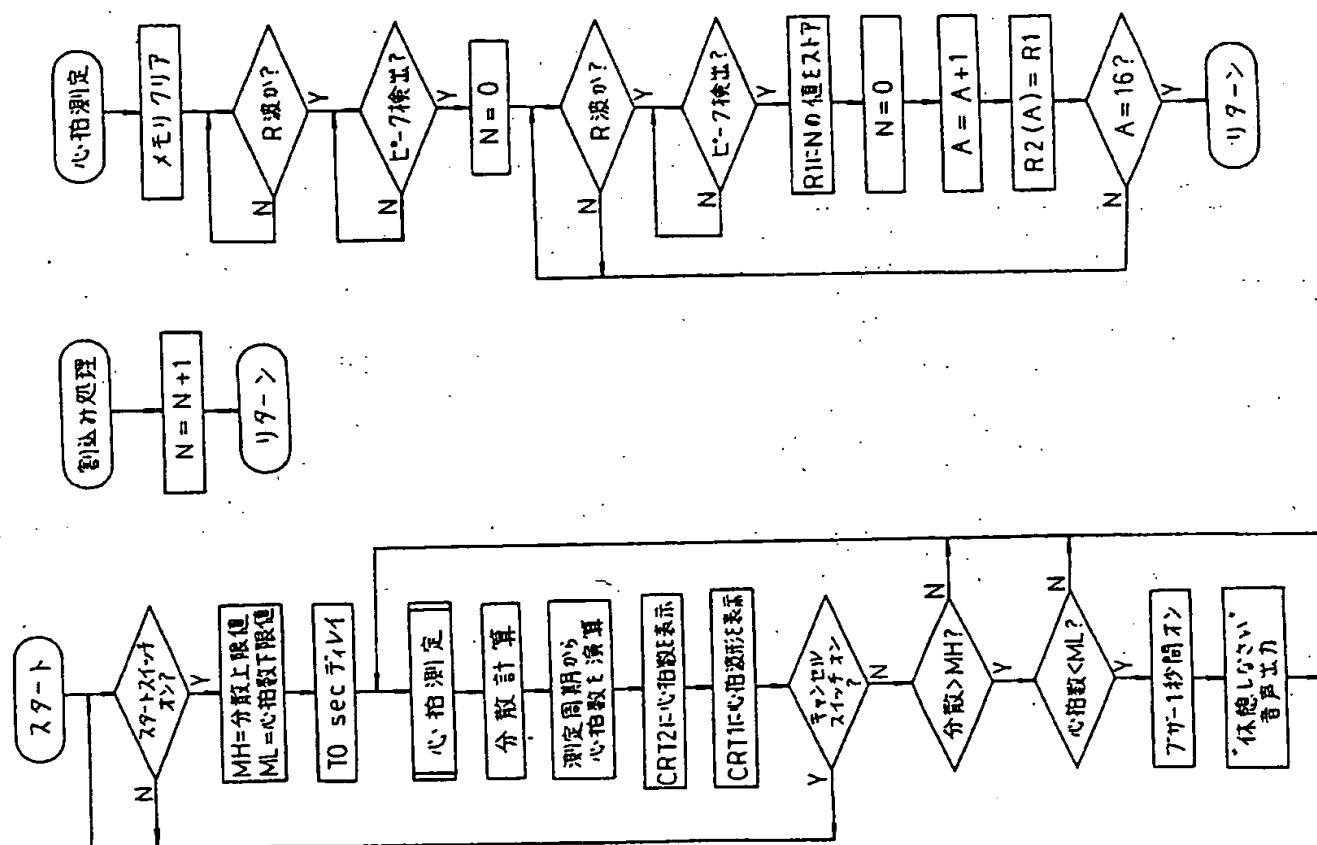
第4図

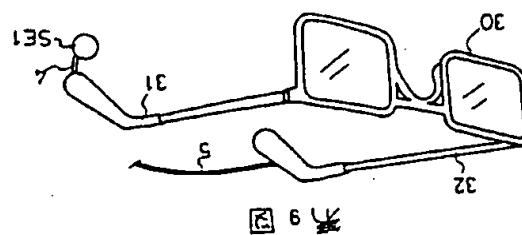
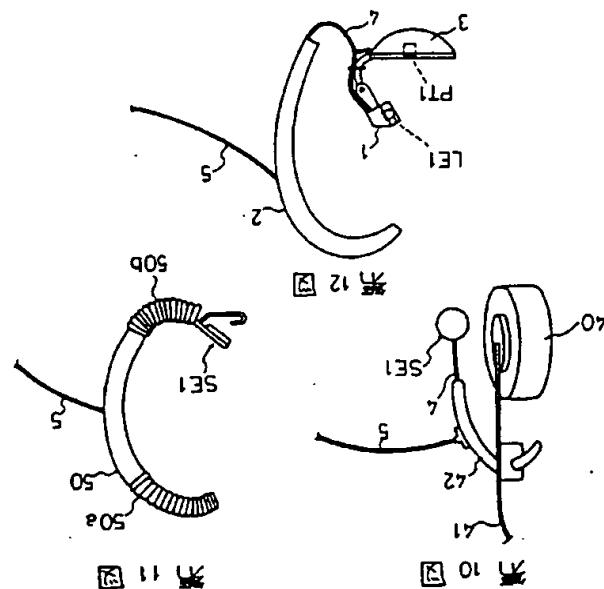


第 5 圖



卷六





心功能不全
心律失常

心电图
图 8

心电图
图 7

心电图
图 6

图 5